

JP U62-129043

Abstract

This invention relates to a wound adhesive tape comprising a cylinder form core (10) that has something printed (12) on the circumference face (11) of the cylinder form core (10), and a transparent adhesive tape (20) wound around the circumference face (11) of the cylinder form core (10). The printed matter (12) is the graduations of length, useful information to the user, advertisements, patterns, picture etc. Because the adhesive tape is transparent, it is possible to see the printed matter that was printed on the surface of the cylinder form core.

## ⑫ 公開特許公報(A)

昭62-129043

⑬ Int. Cl.<sup>4</sup>A 61 B 10/00  
G 01 N 24/08

識別記号

3 2 0

庁内整理番号

B-7033-4C  
7621-2G

⑭ 公開 昭和62年(1987)6月11日

審査請求 未請求 発明の数 2 (全7頁)

⑮ 発明の名称 核磁気共鳴画像化方法ならびに装置

⑯ 特 願 昭61-205007

⑰ 出 願 昭61(1986)8月30日

優先権主張 ⑱ 1985年9月2日 ⑲ イギリス(GB) ⑳ 8521791

⑳ 発 明 者 イーアソ ロバート 英国ミドルセックス, サンバリーオン・テムズ, ジ・ア  
ヤング ベニユ・119

㉑ 出 願 人 ビカー インターナシ 英国エイチ. エイ. 9・7・ビー. アール, ミドルセック  
ヨナル リミテッド ス, ウエンブリー, イースト・レーン (番地なし)

㉒ 代 理 人 弁理士 飯田 伸行

## 明 細 書

## 1 発明の名称

核磁気共鳴画像化方法ならびに装置

## 2 特許請求の範囲

(1) 核磁気共鳴画像化方法において、各第1、第2および第3の無線周波数(RF)パルス( $B_1(90^\circ)$ ,  $B_2(90^\circ)$ および $B_3(90^\circ)$ )の間、各自の選択磁界勾配( $G_1X$ ,  $G_2X$ あるいは $G_3X$ )が置かれて選択された身体の領域において優先的にスピンを励起する、平衡方向を定める定常磁界が存在する場合、第1、第2および第3のRFパルス( $B_1(90^\circ)$ ,  $B_2(90^\circ)$ および $B_3(90^\circ)$ )を身体に、順に、印加することによつて発生したスピネコー( $E_1$ ,  $E_2$ )の検出によつて得たデータから、身体の選択された領域の表示出力が発生され、第2と第3のRFパルス( $B_2(90^\circ)$ と $B_3(90^\circ)$ )の間の時間遅延(1B)はスピン格子緩和時定数の種々の値を有する前記選択領域部分間の区別を可能とできるようになっている前記核磁気共鳴画像化方法

は、前記選択勾配( $G_1X$ ,  $G_2X$ および $G_3X$ )によるスピンの位相ずれが、前記第3 RFパルス( $B_3(90^\circ)$ )の前に置かれた少なくとも1つのな別磁界勾配( $-G_1'X$ ,  $-G_2'X$ )によつてのみ修正されることを特徴とする前記核磁気共鳴画像化方法。

(2) 特許請求の範囲第1項記載の方法において、前記2つのな別磁界勾配( $-G_1'X$ および $-G_2'X$ )は前記第1と第2のRFパルス( $B_1(90^\circ)$ ,  $B_2(90^\circ)$ )の間に置かれた選択勾配( $G_1X$ および $G_2X$ )のそれぞれ1つに各々関連して置かれていることを特徴とする前記核磁気共鳴画像化方法。

(3) 特許請求の範囲第2項記載の方法において、前記な別勾配( $-G_1'X$ ,  $-G_2'X$ )はそれぞれの関連選択勾配の前の1つ( $-G_2'X$ )および該関連勾配の後の1つ( $-G_1'X$ )のように置かれることを特徴とする、前記核磁気共鳴画像化方法。

(4) 核磁気共鳴画像化装置であつて、前記特許

請求の範囲のいずれか1項記載の方法を実行するように構成されていることを特徴とする前記核磁気共鳴画像化装置。

### 3 発明の詳細な説明

#### (1) 産業上の利用分野

この発明は核磁気共鳴(NMR)画像化方法ならびに装置に関する。

#### (2) 従来の技術

NMR画像化方法において、核のスピンは、検査中の身体の選択された領域において優先的に励起され、次いで該スピンは検出される。通常、優先的励起は、選択勾配が励起中に与えられている、強力な、定常均一磁界の存在する場合に、身体に無線周波数(RF)磁界パルスを与えることによつて、通常、達成され、そして選択された領域の別々の部分からの信号が別々に識別されることを可能にするために、励起と検出の間におよび/または検出中に、なお別の磁界勾配が置かれる。

核スピンが身体内で励起される場合、それら

加定常均一磁界によつて定められた通常Z方向と呼ばれる第1の平衡方向から、該Z方向に対して90°の平面、すなわちX-Y平面に傾斜し、次いで該スピンはZ軸の周囲をX-Y平面で歳差運動をする。このようなRFパルスは、明らかな理由から、以下で90°RFパルスと称される。

ヘーンの技術は、第1パルス後の時間tAで第2の90°RFパルスを与え、そして第2パルス後の時間tBにおいて第3の90°RFパルスを与えることによつて進行するが、時間tBはtAより大きくなっている。RFパルスのこのシーケンスによつて最初のパルス後の時間2tA、tB+2tA、2tB-2tA、2tBおよび2tB+2tAにおいて、それぞれ、一連の5つのスピンエコーを発生する。

そのようなシーケンスによつて、スピン-スピン緩和時定数T2の有用な測定をすることを可能としており、従つて画像化技術において利用される場合には、種々のT2の値を有する物

質は最初は同位相であるが、印加磁界における不均一性および隣接スピン間の相互作用の両者のために、すぐに位相コヒーレンスを失ない始め、この現象はスピン-スピン緩和として周知である。隣接スピンによるそれではなく、磁界不均一性によるスピン-スピン緩和の効果は、いわゆるスピンエコー技術によつて除去することができるが、その場合、励起後の適切な時間Tで、スピン軸は同時に反転され、従つて次の期間Tの後、スピン軸が反転される時間まで位相コヒーレンスを失なつていたプロセスの反転による磁界不均一性によつてスピンは再位相合わせされる。このようにして隣接するスピンの相互作用だけによるスピン対スピン緩和時間T2の測定を得ることができる。

以下でヘーン(Hahn)スピンエコー技術として引用するが、E.L.Hahnによつて考案された周知のスピンエコー技術において、スピンエコーは、先ずRFパルスを与えることによつて達成されるが、それによつて体内の核スピンは印

質から成る身体の領域間において十分な区別を行なうことができる。

画像化目的に対しては、検出されたスピンによつて、スピン格子緩和時定数、すなわち、スピンが励起の後、平衡方向、すなわちZ方向に緩和に戻るのに要する時間であるT1の種々の値を有する物質から成る身体の領域間における十分な区別を行なうことができるように、tAとtBが選定されることが望ましい。この目的のために、通常、tBはtAよりかなり大きくされる。

残念なことに、ヘーンのスピンエコー技術を、T1とT2の情報を得るというNMR画像化プロセスに利用する場合、好ましくない結果、より特定すればゴースト画像がしばしば生ずるとされている。

#### (3) 発明が解決しようとする問題点および作用

本発明の目的は、この難点が軽減されている、ヘーンスピンエコー技術を利用するNMR画像化方法を提供することである。

本発明による核磁気共鳴画像化方法において、各RFパルス中、それぞれの選択磁界勾配が置かれて、身体を選択された領域において優先的にスピンを励起するが、平衡方向を定める定常磁界が存在する場合、第1、第2および第3の無線周波数(RF)パルスを身体に順次に与えることによつて発生するスピンエコーの検出により得たデータから、身体を選択領域の表示出力が発生されている。そして第2と第3のRFパルス間の時間遅延はスピン格子緩和時定数の種々の値を有する前記選択領域の部分間での区別を行なうことができるようなものとなつており、前記選択勾配によるスピンの位相ずれは、前記第3RFパルスの前に置かれた少なくとも1つの別の磁界勾配によつてだけ修正される。

この発明はまた、発明による方法を実現するよう構成された装置も提供する。

この発明は、ヘーンのスピンエコー技術がNMR画像化方法で利用される場合、良好なT1コントラストが必要とされる場合にそうなるよ

形式となつている。

そのような装置の基本的要素は下記の通りである。

該装置は第1コイル装置を有し、それによつて、通常、Z方向と呼ばれる所定方向で、3つの直交する方向すなわちX、YおよびZ方向のうちのいずれの1つ以上の方向での勾配を有して、検査しようとする身体に磁界を与えることができる。

第1図では、第1コイル装置は、Z方向で定常均一磁界 $B_0$ を与えるコイル1と、X方向で磁界勾配 $G_x$ を与えるコイル3と、Y方向で磁界勾配 $G_y$ を与えるコイル5と、およびZ方向で磁界勾配 $G_z$ を与えるコイル7とを備えている。

さらに、該装置は第2のコイル装置を有しており、それによつて第1コイル装置によつて発生した磁界の方向に垂直な平面において検査中の身体に対してRF磁界が与えられ、そしてそれによつて、Z方向とは別のスピンベクトル成

りに、1Bが1Aより明らかに大きい場合、かなりの量の磁化が回復されて、ヘーンシーケンスの第3RFパルスが与えられる時間までに平衡方向に存在していることを実現する。その結果、所望のスピンの(第3RFパルスの直前に平衡方向以外の方向に存在する)の位相ずれを、第3RFパルス中に与えられる選択勾配によつて修正するために、磁界勾配が第3RFパルス後に与えられる場合には、第3RFパルスの直前に平衡方向に存在し、かつ、第3RFパルスによつて励起される磁化の磁界エコーを発生するが、該磁界エコーは所望のスピンエコー信号を妨害する。

#### (二) 実施例

次に添付の図面を参照しながらこの発明による方法と装置について例を挙げて説明する。

この装置の大部分は、例えば、英国特許明細書第1,578,910号および第2,054,078号ならびに米国特許明細書第4,284,948号および第4,355,282号に説明されているような、従来の

分による核磁気共鳴に励起されていた、検査中の身体における核から生ずるRF磁界が検出され得る。

第2コイル装置は、RF磁界を与える1対のコイル9Aと9Bから成る第1コイル構成と、RF磁界を検出するコイル10Aと10Bから成る第2コイル構成とを備えている。

各種のコイル1, 3, 5, 7および9Aと9Bは、 $B_0$ ,  $G_{xy}$ ,  $G_z$ およびRFの各制御回路21, 23, 25および27のそれぞれによつて制御された、 $B_0$ ,  $G_x$ ,  $G_y$ ,  $G_z$ およびRFの各増幅器11, 13, 15, 17および19によつてそれぞれ、駆動される。これらの回路は様々な形をとり得るが、それらは、NMR装置およびコイル誘導磁界を利用する他の装置について経験のある当業者には周知である。

回路21, 23, 25および27は中央処理ならびに制御装置29によつて制御され、本装置に指令および命令を供給する入力ならびに他の周辺装置31および表示装置33は該装置29と

関連している。

コイル10Aおよび10Bによつて検出されたNMR信号は、増幅器35を介して信号処理装置37に与えられる。該信号処理装置は信号の適切な校正および修正を行なうよう構成されているが、基本的には信号を処理ならびに制御装置29に送信し、そこでは信号は処理されて表示装置に与えられ、検査されている身体におけるNMRの量の分配を表わす画像を発生する。

本発明の説明を明らかにするために別々に示されているが、信号処理装置37は、都合のよいことに、装置29の一部を形成し得ることが理解されるであろう。

本装置はまた、磁界測定ならびに誤り信号回路39を有しており、該回路は増幅器41を介して、磁界プローブ $X_1, X_2, Y_1$ および $Y_2$ から信号を受信するが、これらの磁界プローブは第2図に示されるように検査されている身体43に関して適切な位置に配置されて、印加磁界を監視する。

RF磁界パルスが与えられる。該RFパルスの周波数は、撮像しようとする身体のスライスにおいて、典型的には水素陽子であるが、選択された陽子のラーモア周波数になるように選定される。磁界の強さ、従つてスライスの外側の選択陽子のラーモア周波数は、印加RFパルスの周波数とは異なるので、スライス内部の陽子スピンだけが、RFパルスによつて励起される。RFパルスの積分は、パルスが励起した陽子のスピンを $90^\circ$ 、すなわちこの場合、Z方向からX-Y平面に、傾けることができるのに十分であるようなものとなつており、次いでスピンはZ軸の周りをX-Y平面において歳差運動をする。

次いで、印加磁界勾配 $G_1X$ は除去され、そして逆勾配 $-G_1'X$ が印加されて、励起中のスライスにおける勾配から生ずる位相ずれに対して、選択スライスにおけるスピンを再位相合わせするが、これは例えば、英國特許明細書第1,578,910号および米国特許明細書第4,284,948

次に、ハーススピンエコーを利用して身体の選択されたスライスをNMR画像化するために、第1図と第2図の装置を操作する従来の方法について、第3図を参照しながら説明する。

検査しようとする身体は、先ず、該装置内に撮像しようとするスライスを含む身体の領域が、第1と第2のコイル装置によつて発生される磁界に従うように位置ぎめされる。

次いで、定常磁界 $B_0$ がコイル1によつてZ方向で与えられるが、この磁界は、検査中の身体の領域で、すなわちZ方向に沿つて、磁気整列のための平衡軸を定める作用をし、かつ、検査手続きの間中、一定のままである。

次いで、磁界勾配が、撮像しようとするスライスに直角の方向で、コイル3, 5あるいは7によつて、適切に与えられる。本実施例のためにはスライスはY-Z平面に置くようになつており、従つて与えられた勾配はX方向であり、従つて、第3図において、 $G_1X$ と表わされる。この勾配 $G_1X$ が与えられている間、 $B_1(90^\circ)$ で表わされる

号に述べられている。

第1RFパルス $B_1(90^\circ)$ 後の時間tAにおいて、該第1RFパルスに等しい第2RFパルス $B_2(90^\circ)$ が与えられるが、該パルス $B_2(90^\circ)$ は、第1印加磁界勾配 $G_1X$ に等しい第2スライス選択磁界勾配を伴なう。しかし、この場合、次の逆勾配によつてではなく、勾配 $-G_1'X$ に等しい前の逆勾配 $-G_2'X$ によつて、再位相合わせが実行される。

第2RFパルス $B_2(90^\circ)$ 後の時間tBにおいて、前の2つのRFパルス $B_1(90^\circ)$ および $B_2(90^\circ)$ に等しい第3のRFパルス $B_3(90^\circ)$ が与えられるが、tBは、スライスにおける物質のスピン格子緩和時定数 $T_1$ の大部分となるよう選定され、かつ、tAよりかなり大きくなっている。該第3パルスは、第1と第4の印加勾配 $G_1X$ と $G_2X$ に等しい第3のスライス選択磁界勾配 $G_3X$ を伴ない、そして、第1RFパルス $B_1(90^\circ)$ の場合のように、再位相合わせ勾配 $-G_3'X$ がすぐ後に続く。

これまで述べてきたような方法によつて、周知の態様で、時間  $2t_A$ ,  $t_B + 2t_A$ ,  $2t_B - 2t_A$ ,  $2t_B$  および  $2t_B - 2t_A$  においてスピネコーを発生するが、第1と第2のスピネコー  $E_1$  と  $E_2$  だけが第3図に示されている。

画像化するためには、スピネコー信号が、スライスの種々の部分から生ずる信号を相互に区別できるような周知の態様で符号化されねばならない。

このことは、励起後および、スピン検出の前および/またはスピン検出中に、スライス平面における磁界勾配の印加によつて達成され、利用される特定勾配は、検出信号から画像を構成するのに利用される方法に依存する。

例えば、二次元フーリエ変換(2DFT)技術を利用して画像を構成する場合、第3図に示されるように、第3RFパルス  $B_3(90^\circ)$  後に与えられる位相符号化磁界勾配パルス  $G_1Y$  および、第2スピネコー信号の検出中に与えられる周波数符号化磁界勾配  $G_1Z$  によつて、第2スピン

エコー信号を符号化することができる。画像のための完全なデータセットを得るために、励起と検出シーケンスが、位相符号化勾配  $G_1Y$  の種々の値によつて何回も繰返される。

投写画像構成技術が利用される場合、スピネコー検出中の周波数符号化勾配だけが利用され、励起と検出シーケンスはスライスにおける符号化勾配の種々の方向に対して繰返される。

他のスピネコー信号が検出され、画像を構成するために利用されるような場合には、もちろん、第3図の点線で示される位相符号化勾配パルス  $G_2Y$  および周波数符号化勾配  $G_2Z$  によつて指示されるように、同様な符号化勾配が利用されてこれらの他のスピネコーを符号化しなければならない。

印加周波数符号化勾配によるスピネコーの時間シフトを回避するために、第3図に示されるように、Z方向でなお別の勾配  $G_3Z$ ,  $-G_4Z$  および  $-G_5Z$  が周知の態様で与えられることができる。

例示して説明しようとする本発明による方法では、段階のシーケンスは、第4図で示されるように、再位相合わせ勾配  $-G_3'X$  が省略され、そして再位相合わせ勾配  $-G_1'X$  と  $-G_2'X$  の積分が変つている以外は、第3図に示される通りである。

勾配  $-G_1'X$  と  $-G_2'X$  は、これら2つの勾配の積分の和だけで、第1RFパルス  $B_1(90^\circ)$  によつて最初に励起したスピンの選択勾配  $G_1X$ ,  $G_2X$  および  $G_3X$  により発生する位相ずれに対して、必要な再位相合わせを行うのに十分なものとなるよう選定される。従つて、第3RFパルス  $B_3(90^\circ)$  後の第3の再位相合わせ勾配はもはや必要ではない。

第3RFパルス後の第3の再位相合わせ勾配を省略することによつて、第3RFパルスの直前にZ軸と整列されそして第3RFパルスによつて励起された、すなわちX-Y平面に傾斜したスピンの再位相合わせを妨げる。再位相合わせされない結果、そのようなスピンは、第2ス

ピネコーが形成するかなり前に、完全に位相ずれとなつており、従つて検出されることはない。

これに関連して、第1RFパルスによつて励起されそして第3RFパルスの直前にはZ方向に緩和されなかつたスピン、すなわち所望のスピンは、前の再位相合わせ勾配  $-G_1'X$  および  $-G_2'X$  に依存する第3RFパルスの直前に、なお相対位相を有していることが理解される。従つて、所望のスピンは、勾配  $-G_1'X$  と  $-G_2'X$  を適切に選択することによつて、第3RFパルス後に再位相合わせするよう配置することができる。

本発明による方法において、ハーンスピネコー技術を利用する周知の画像化方法で経験したように画像にひずみを生じさせることなく、取得した画像に含まれるT1情報を強化しようとする意図で、期間  $t_B$  を選択できるということが理解されるであらう。

4. 図面の簡単な説明

第1図は本発明によるNMR画像化方法を実現する装置の構成、第2図は第1図における被検査体およびプローブの配置図、第3図はヘンスピンエコー技術を利用する従来のNMR画像化方法において実行される段階のシーケンスを示す線図、そして第4図は本発明による方法において実行される段階のシーケンスを示す線図である。

図中、1、3、5、7および9Aと9Bそれに10Aと10Bはコイル、11、13、15、17および19はRF駆動増幅器、21、23、25および27はRF制御回路、29は中央処理ならびに制御装置、31は周辺装置、33は表示装置、35は増幅器、37は信号処理装置、39は磁界測定ならびに誤り信号発生回路、および41は増幅器をそれぞれ示す。

特許出願人 ビカー インターナショナル リミテッド

代理人 飯田 伸行

図面の符号(内容に変更なし)

Fig.1.

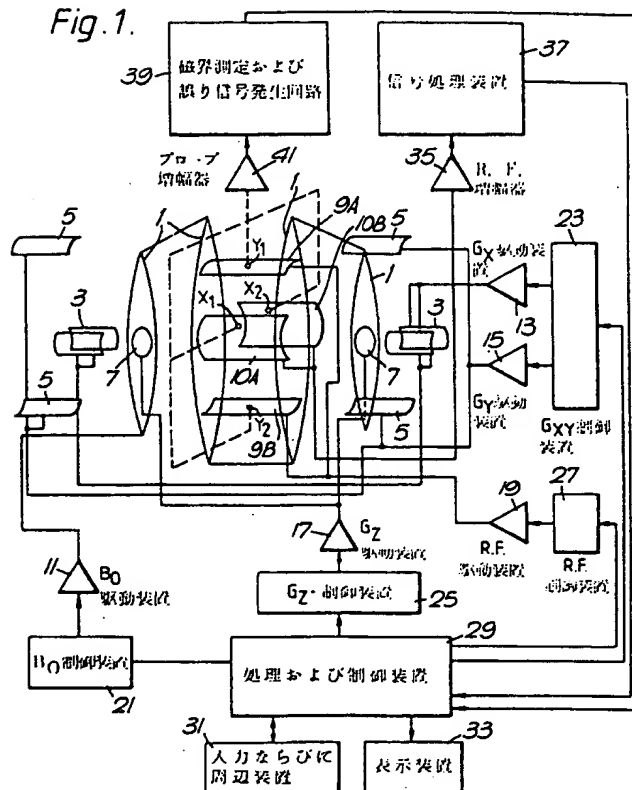


Fig.2.

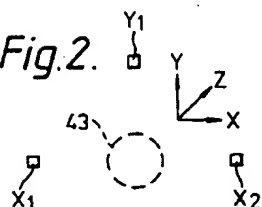


Fig.3.

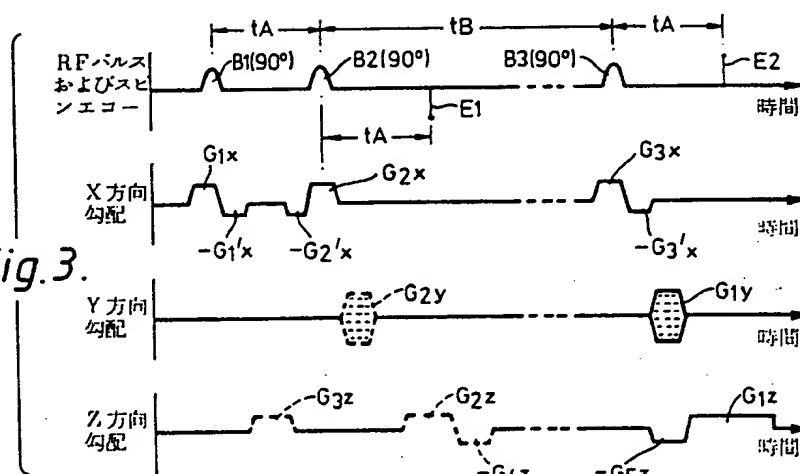
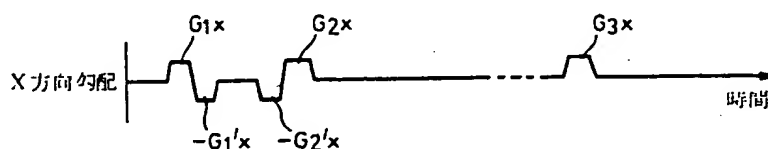


Fig.4.



手 続 補 正 書 (方式)

昭和61年12月8日

特許庁長官 黒 田 明 雄 殿

1. 事 件 の 表 示

特願昭61-205007号

2. 発 明 の 名 称

核磁気共鳴画像化方法ならびに装置

3. 補 正 を す る 者

事件との関係 特 許 出 願 人

名称 ビカー インターナショナル リミテッド

4. 代 理 人

住所 〒100東京都千代田区丸の内2丁目4番1号  
丸ノ内ビルヂング 752区

電話201-3497, 214-6892

氏名 弁理士(7998) 飯 田 伸 行

5. 手続補正指令の日付 昭和61年11月5日

(発送日 昭和61年11月25日)

6. 補 正 の 対 象

図面の浄書(内容に変更なし)

7. 補 正 の 内 容

別紙のとおり